

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-209746

(43)Date of publication of application : 25.07.2003

(51)Int.Cl.

H04N 5/325
A61B 6/00
G01T 1/24
G06T 1/00
H04N 5/32

(21)Application number : 2002-007019

(71)Applicant : SHIMADZU CORP

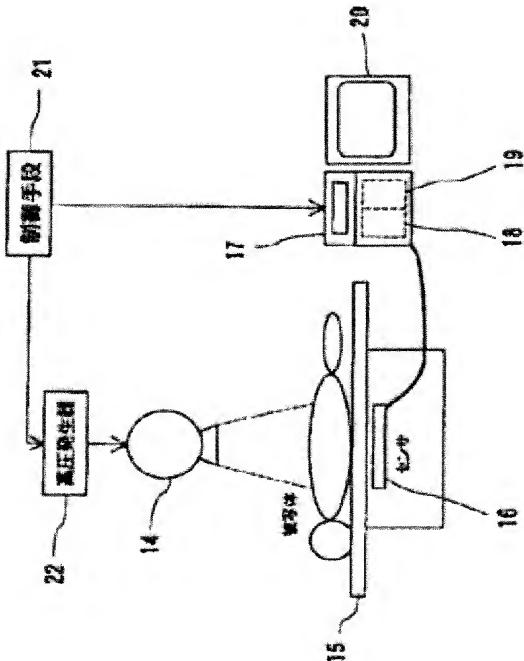
(22)Date of filing : 16.01.2002

(72)Inventor : Hori Naoyuki

(54) RADIATION IMAGING APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To extend the dynamic range through arithmetic processing of a digital conversion signal in a radiation measurement apparatus.
SOLUTION: A radiation imaging apparatus employing a flat panel sensor 16 having a one-dimensional or two-dimensional radiation detection pixel matrix is provided with: a data collection apparatus 18 for extracting a sensor output corresponding to each pixel; and an image processor 19 for using an output of a steady-state region when the extracted sensor output is not saturated or overflowed, calculating an estimate output in the saturated or overflowed region from signals in the building or an attenuated region of sensor outputs before and after the occurrence of the saturation or overflow, and combining the steady-state output with the estimated output to produce image data.



* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1]A radiation photographing device characterized by comprising the following using one dimension or a flat panel sensor which has a two-dimensional radiation detection picture element matrix.

A data collection device for taking out a sensor output corresponding to each pixel. In the state where it is not saturating or overflowing, a sensor output by which picking appearance was carried out [aforementioned]. While saturating or overflowing using an output signal of the constant region, An image processing device for presuming a value of a true output signal in the field concerned saturated or overflowed from a standup of a sensor output before and behind the saturation or overflow, or a signal of a decay area, compounding these regular output signals and presumed output signals, and creating image data.

[Claim 2]The device according to claim 1, wherein said data collection device is what collects instantaneous values at the specification time of at least 1 until just before saturating or overflowing from the time of the standup start as a standup signal of said sensor output.

[Claim 3]The device according to claim 1 being what collects instantaneous values at the specification time of at least 1 until said data collection device serves as output zero from as a signal of a decay area of said sensor output immediately after said saturation or overflow finishes.

[Claim 4]Said image processing device by applying a predetermined coefficient which becomes settled as a function of lapsed time from a standup or attenuation start time in an instantaneous value at said specification time, The device according to claim 2 or 3 being what presumes a value of a true output signal in saturation concerned or an overflow area.

[Claim 5]Said image processing device by replacing said presumed output signal of the field concerned in a pixel which produced saturation of said sensor output, or overflow by a false signal outputted in the field concerned, A device of Claims 1–4 being what uses as a true pixel output, compounds with an output signal of a constant region in a pixel which is not saturated or overflowed, and creates a frame image given in any 1 paragraph.

[Claim 6]A device of Claims 1–5 being what performs Image Processing Division in which said image processing device amends a picture photoed separately using image data produced by compounding said regular output signal and a presumed output signal given in any 1 paragraph.

[Claim 7]The device according to claim 6 being what performs amendment which reduces the afterimage using image data produced by compounding in photography last time for every corresponding picture elements when a picture photoed separately includes an afterimage of a taken image last time.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention]About medical use or an industrial use radiation photographing device, if this invention is specified more, in the X-rays equipment using a flat panel sensor, it relates to the method and device to which a dynamic range is expanded.

[0002]

[Description of the Prior Art]In recent years, the flat panel sensor (it omits the following "sensor") which changes incident X ray into electronic data directly attracts attention as a detection means of X-rays equipment, and it is spreading. However, although the X ray detection range of a sensor (dynamic range) is not so wide, The comparatively weak X-ray irradiation what is called in "fluoroscopy photography" for X dose which penetrates analyte and reaches a sensor to pinpoint an imaging site, By the case which can be set "usually taking a photograph" where it is usually based on strong X-ray irradiation, it will differ greatly and also in photography, will usually differ greatly according to the part of analyte. [of after that]

[0003]In order to change all X doses with a significant sensor into an output, when setting it as the range with comparatively few X doses, an output will be in saturation or an overflowing state, and it becomes impossible then, to specify X dose which exceeds the setting-out detection range. Even if it detects the range of comparatively high X dose, the dynamic range of the picture signal which the linearity of the sensor output and the multiplier system digitized conjointly with the bad thing becomes narrow, and an exact roentgenography picture is no longer acquired.

[0004]Therefore, in the conventional trial in which it is going to expand radiation, especially the dynamic range of roentgenography, in meaning expansion of the dynamic range of the amplification value of a sensor output, expand the analog input range of an A/D converter (dynamic range), but. In order to expand the dynamic range of the sensor output as a primitive analog signal itself, by the X ray flat panel sensor which used the TFT element, enlarging capacity of the capacitor for signal-charge accumulation of each element (pixel) is performed, for example.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]The structure of a common X ray flat panel sensor is surveyed by drawing 1 here, and the meaning of the above-mentioned dynamic range expansion is examined. First, in the section for the stroke matter shown in drawing 1 (a) a sensor, The glass substrate 1, the charge collecting electrode 2 laminated on the substrate 1, and the photo-conductor film 3 which consists of amorphous selenium membrane or a Cd(Zn) Te film, It has the stratification which consists of the surface electrode 4, and the capacitor 5 and the TFT transistor 6 are locally formed between the substrate 1 and the charge collecting electrode 2. While facing to the surface electrode 4 by which the photoelectron was excited and positive bias was carried out to it from the photo-conductor film 3 when the X-rays which penetrated analyte entered into the surface electrode 4 of this sensor structure, an electron hole is stored in the capacitor 5 toward the charge collecting electrode 2.

[0006]As the stored electric charge being shown in picture-element-matrix arrangement and an

electric diagram (b), In response to the gate energization signal emitted one by one, from the drive controller 7 incorporated into the sensor, the stored charge of the capacitor 5, It takes out from the source of the TFT transistor 6, and this is compounded as a time series signal by the multiplexer 8, and also after amplifying with the amplifier 9, A/D converter 10 is supplied, and this A/D conversion data is sent out to the data collection and the image processing device besides a sensor.

[0007]In the above sensor structures, it will make size of each element greatly and expensive that it is going to expand a dynamic range until an A/D conversion is carried out. Especially the thing that pixel size becomes large superficially means the fall of the resolution of a taken image. In the method of enlarging capacity of the capacitor for signal-charge accumulation of each element, prehension of an electrostatic noise, etc. have the fault that the noise component accompanying the increase in capacity increases.

[0008]Therefore, when photoing a medical-application X-ray picture after all with the conventional narrow dynamic range, for example it sees about the thorax of the human body shown by the mimetic diagram of drawing 2, are easy to pass X-rays, and the pulmonary area parts 11a and 11b have large signal quantity, and are a part which is easy to overflow, but. It can be said that the spine part 12 and the abdomen 13 are parts which are hard to overflow that it is hard to pass X-rays since there is little signal quantity. However, it means that a S/N ratio is small that there is little signal quantity in the spine part 12 and the abdomen 13, therefore it serves as a field where diagnosis is difficult.

[0009]Then, if it is going to take a photograph for the purpose of the picture for pulmonary area diagnosis, X line affair, an amplifier gain, etc. which a pulmonary area part does not overflow must be set up. The picture photoed by such a method is suitable for diagnosis of a pulmonary area part, though natural, but sufficient signal quantity does not enter but it becomes impossible to use it for diagnosis of those parts about the abdomen and spine part which were photoed together.

[0010]On the other hand, when it is going to photo the picture for diagnosis of an abdomen or a spine part, X line affair, an amplifier gain, etc. which were conversely suitable for these parts must be set up, the pulmonary area part photoed together will overflow shortly, and it will have the fault that this pulmonary area part cannot diagnose.

[0011]Therefore, expansion of the dynamic range of an A/D-converter input with which the purpose of this invention has the above problems in an apparatus for measurement or radiation, It is going to expand a dynamic range effectively by data processing of a digital conversion signal, without performing the increase in capacity of the capacitor for signal-charge accumulation of each element.

[0012]

[Means for Solving the Problem]In a radiation photographing device using a flat panel sensor by which this invention has one dimension or a two-dimensional radiation detection picture element matrix in order to solve above-mentioned SUBJECT, A sensor output by which picking appearance was carried out [aforementioned] to a data collection device for taking out a sensor output corresponding to each pixel in the state where it is not saturating or overflowing. While saturating or overflowing using an output signal of the constant region, A value of a true output signal in the field concerned saturated or overflowed is presumed from a standup of a sensor output before and behind the saturation or overflow, or a signal of a decay area, A radiation photographing device provided with an image processing device for compounding these regular output signals and presumed output signals, and creating image data is constituted.

[0013]In one embodiment of this invention, said data collection device collects instantaneous values at the specification time of at least 1 until just before saturating or overflowing from the time of the standup start as a standup signal of said sensor output.

[0014]In another embodiment of this invention, as a signal of a decay area of said sensor output, said data collection device collects instantaneous values at the specification time of at least 1 until it becomes output zero from from, immediately after said saturation or overflow finishes.

[0015]another operative condition of this invention -- said image processing device presumes a value of a true output signal in saturation concerned or an overflow area by setting like by

applying a predetermined coefficient which becomes settled as a function of lapsed time from a standup or attenuation start time in an instantaneous value at said specification time.

[0016]In another embodiment of this invention, said image processing device, By replacing said presumed output signal of the field concerned in a pixel which produced saturation of said sensor output, or overflow by a false signal outputted in the field concerned, It uses as a true pixel output, it compounds with an output signal of a constant region in a pixel which is not saturated or overflowed, and a frame image is created.

[0017]According to composition of above-mentioned this invention, a sensor output in the state where it is not saturating or overflowing. While saturating or overflowing using an output of the constant region, A presumed output in saturation concerned or an overflow area is computed from a standup of a sensor output before and after the saturation or overflow arises, or a signal of a decay area, Since it is what compounds these regular outputs and presumed outputs and creates a picture signal, conventionally, abstracted DETA ** significant to saturation or an overflow area of a sensor pixel output is obtained, and a dynamic range expands only the part substantially.

[0018]In further application gestalt of this invention, like the above, picture element data currently surveyed and picture element data presumed as a true pixel output can be compounded, and Image Processing Division for amending a picture photoed separately using all the picture element data in one frame reproduced precisely can be performed. For example, a thing for which degradation of sensor sensitivity by an X-ray irradiation history of (1) past is presumed, and a false image (afterimage) is amended, (2) It is Image Processing Division by DSA (Digital Subtraction Angiography: background erasing processing of an angiographic image), and (3) energy subtraction, etc.

[0019]About the above (1), last time in a frame image, redundancy of an afterimage is based on sensitiveness deterioration based on residual-charge distribution of a sensor pixel according to X-ray irradiation intensity to a sensor, and in order to perform this amendment, the last irradiation-X-ray distribution must understand it thoroughly. If information about true value of a sensor pixel which produced saturation or overflow is not restored by above-mentioned Image Processing Division, amendment of this portion cannot be performed but afterimage elimination amendment as the whole frame image becomes impossible. Although difference of a picture of two sheets is taken and a new picture is created also in Image Processing Division of the above (2) and (3), It is clear that a processing picture which it was combined after even a picture of one sheet presumed those true pixel values, and ***** it, and expects it if a pixel of a considerable number causes overflow is not acquired.

[0020]

[Embodiment of the Invention]Hereafter, an embodiment of the invention is described. In drawing 3, it is the X ray flat panel sensor (it calls for short the following "sensor") by which equips an X-ray tube with 14, the bed was equipped with 15, and the bed lower part was equipped with 16, and this sensor 16 detects the X-rays which penetrated the photographic subject on the bed 15, and generates amplification and the digital output by which the A/D conversion was carried out. The digital output from the sensor 16 is supplied to the data collection device 18 in the data processing means 17 as a picture signal, and the collected picture signal with the image processing device 19. Creation of the image data based on composition with calculation, and a calculation output and a regular output of the presumed output in above-mentioned saturation or overflow area is presented. The image processing device 16 performs offset correction of image data, correction by sensitiveness, and other picture amendments obligatorily again, and the picture acquired by this is displayed by the monitor 20.

[0021]Since generating of X-rays, and read-out from the sensor 16 and operation of the data processing means 17 have fixed relation, those operations are controlled by the control means 21 in generalization. Therefore, X-ray tube 14 is energized by the high tension from the high voltage generator 22 controlled by the control means 21.

[0022]

[Example]Next, in order to presume the value of the overflow area of a sensor output by the above-mentioned system configuration with reference to drawing 4, working example calculated

using the afterglow output which comes out of a sensor just behind the field is described. Since a camera station is pinpointed, for example in the X ray pulse fluoroscopy which performs photography of 30 frames (30 pulses) in a cycle of 2 to 3 seconds, drawing 4 (a) shows the X ray pulse waveform which follows in footsteps ideal for the X ray energization voltage pulse of the rectangular shape impressed, or this here.

[0023]The inside of the sensor picture element matrix which received the first pulse irradiation among two X ray pulses which showed drawing 4 (a) drawing 4 (b), For example, it is shown as what the sensor output of the pixel J corresponding to a human body pulmonary area part overflowed the overflow level 23, and the sensor output of the pixel Q corresponding to a spine part or an abdomen did not overflow among the sensor picture element matrices which received the 2nd X ray pulse exposure. Although the sensor output of the overflow pixel J has the signal 25 of an afterglow field with the inclination shape according to the size of the true constant region (flat peak part) 24, the false signal 24a in an overflow level part cannot be said to be significant information, and cannot be adopted as image data.

[0024]When it arranges as a frame image, whether the signal overflowed or not, When most read-out pixel signal groups from the sensor which should form continuation area are taking out the signal near [like this false signal 24a] an overflow level, the pixel signal in this group is processed as an overflow signal. The sensor output which was not overflowed is adopted as it is like the pixel Q in the 2nd X ray pulse exposure in this case considering the signal of the constant region (flat peak part) 24b which is 23 or less overflow level as image data.

[0025]The false signal 24a in the overflow level part in the overflowing pixel J cannot be said to be significant information though natural, and it cannot be adopted as image data. However, the inclination shape of the signal 25 of the afterglow field following this has the true size and correlation of the constant region (flat peak part) 24 with the time width of an overflow region (false signal 24a). If it adds, the afterglow output of a sensor is measured without overflowing, since it is far smaller than a true constant region, and shows the size of the afterglow itself correctly. Therefore, it is clear the measured value's to be used as significant information about the size of the true constant region which has become the requisite which brings about the afterglow.

[0026]Since it becomes settled in general and is connected the time width of an overflow region also with the inclination shape of the afterglow area signal 25 by X-ray irradiation conditions, even if it treats in constant, it cannot interfere, and the operation of the image data of an overflow area can perform only the value of the afterglow area signal 25 as a variable on parenchyma. The correlation with the afterglow field of a signal and a constant region is searched for from the conversion method established in prior measurement and analysis. With reference to the overflow pixel J of drawing 4 (b), from the inclination of the afterglow area signal 25. At the end time of overflow (false signal 24a), the instantaneous value of two or more pieces is preferably extracted by the condition the value V1 of the inclination point after t00 to t01 ms progress, the value V2 of the inclination point after t 02–millisecond progress, and .., and at least one piece is used for it at conversion of a true constant region value.

[0027]The conversion table of a true constant region value to time delay (namely, lapsed time after the overflowing end of constant region) another sampling instantaneous value shown in drawing 5 is memorized by the image processing device, for example, Processing which compares the value of the larger one with the table, and outputs it as a true constant region value with a corresponding reduced property (A, B, C ..) among the sampling instantaneous values of two or more pieces from an afterglow part mentioned above is performed. Therefore, the instantaneous value adopted is V1 (>V2) among V1 shown in drawing 4, and V2. however, if it is the value which the first sampling value V1 overflowed and the following sampling value V2 is not overflowing, it continues further -- I will come out -- V3 and V4 — these V2 is adopted on condition of a thing large more naturally than ..

[0028]As another conversion method, from a coefficient-time delay curve as shown in drawing 6, it asks for the coefficient C (t) in the time delay t01 which measured the instantaneous value, t02, and .., and hangs on the value (drawing 4 V1) of the larger one among the instantaneous values which are not overflowing this, and this result is adopted as true value. This coefficient C

(t) is the coefficient graph calculated from the table mentioned above.

For example, it can approximate by a quadratic.

On the contrary, the table of drawing 5 computes true value (value presumed) by multiplying a sampling instantaneous value by the coefficient obtained as a function of time by the statistical procedure of an experimental result, and is created also by carrying out the list display of the value.

[0029]Like the above, it can carry out, each image data of the field which the sensor output of roentgenography did not overflow, and the overflow area called for by an operation can be compounded, filtering can be performed further preferably, and the roentgenography picture of one sheet can be acquired. This image composing (one frame) is obtained by one photography, and moreover the number of it is one and it can use all the photoed parts for medical diagnosis.

[0030]Drawing 7 shows the operating sequence of the X-rays equipment (drawing 3) which adopted the dynamic range expansion method by the above-mentioned principle. First, at a step (1), from X-ray tube 14, it irradiates with X-rays and analyte is photoed. In the following step (2), about the data processing means 17 and the X ray disregard level by the monitor 20, perform correction by sensitiveness with the offset control about the usual constant region, and in a step (3). The pixel which is more than a value (overflow level 23) with the constant region of an X ray detecting signal is judged with the overflowing pixel.

[0031]In a step (4), the signal quantity of the actually overflowed field is presumed by calculation from the afterglow signal about the overflow pixel judged at the step (3). In [compound the estimated calculation value calculated from the signal data of a pixel which is not overflowed, and the overflowing afterglow data of the pixel in the following step (5), create the picture of one sheet, and] a step (6), This image composing is considered as a display or a film output, or it saves as image data.

[0032]As mentioned above, although the point estimate which should turn into a constant region value of an overflow pixel using the afterglow output of a sensor was calculated in explanation of working example, Performing same estimated calculation also has intention of this invention using the decay area of the X-rays itself by which pulse irradiation is carried out besides this afterglow output as data of the attenuation (falling) field just behind overflow or a saturation region. Drawing 8 (a) is an X ray wave form chart at the time of falling to the X ray pulse in pulse fluoroscopy itself intentionally (decay area), and forming 26 in it, for example.

Drawing 8 (b) shows the state where the output square wave from a sensor which hardly emits an afterglow output (decay area) declines in connection with falling of an X ray pulse, by itself. (But distinguishing an afterglow or attenuation of X line does not necessarily have an exceptional meaning, and if it is a signal which it can grasp notably as a decay area signal, it can use for an operation.)

[0033]The decay area 26a of the pixel output 27 which produced overflow in drawing 8 (b), The decay area 26b of the pixel output 28 which overflow did not produce is compared, the decay area 26a can have the inclination which serves as an acute angle according to the size of the true overflowing constant region value 29, can carry out it as above-mentioned, and a clear passage can use it for presumption of the true constant region value 29.

[0034]The same operation can be performed also about overflow of a sensor output, or the standup signal in front of a saturation region. However it may make the reading speed of TFT of each pixel high-speed, the standup curve from zero certainly exists microscopically, and a standup can be intentionally formed also in an X ray pulse. Drawing 9 (a) shows the rectangular wave shape substantial X ray pulse which has the starting point t1 and the terminal point t2 by the 1st pulse, for example, and drawing 9 (b) is the pixel output which received the X ray pulse, and it shows what was not overflowed, and the overflowing thing.

[0035]In drawing 9 (b), these pixel outputs based on a sensor function, respectively, Have the standups 32a and 32b and the latter standup 32b has the inclination which becomes sudden according to the size of the true overflowing constant region value, It is the same as the case where a decay area is used that a true constant region value can be presumed using the instantaneous value in the arbitrary lapsed time tf from the time of a standup start.

[0036]According to the further embodiment of this invention, like the above, Image Processing

Division for amending the picture photoed separately using all the picture element data in one frame compounded and reproduced precisely is performed so that the picture element data presumed as a true pixel output may be included. For example, the thing for which degradation of the sensor sensitivity by the X-ray irradiation history of (1) past is presumed, and a false image (afterimage) is amended, (2) It is picture amendment by DSA (Digital Subtraction Angiography: background erasing processing of an angiographic image), and (3) energy subtraction, etc.

[0037]Drawing 10 ****s the step which reduces and amends the afterimage by the saved data concerned for every corresponding picture elements, when the afterimage of the frame image by photography has lapped with the photoed frame image data last time about the above (1). (a) is an output wave of the sensor pixel which produced overflow in the 1st photography, and only the raw picture (b) which is a grade which the pendulum 33 of the photographic subject for [then for example,] an experiment as it is (metronome) understands barely is acquired.

[0038]Then, while restoring a frame image (c) using overflow processing of this invention (composition) and saving the data of the frame image, the position of a metronome can be shifted on the left-hand side of a figure, and next photography (adjusted so that overflow might not arise here) is performed. Afterimage (pendulum of metronome) 33' of the saved frame image concerned has lapped with the data of the frame image (d) by photography as a false image this next time.

If the afterimage is reduced by the saved data concerned for every corresponding picture elements, what restored the object image of photography correctly next time can be obtained as an after-amendment picture (e).

[0039]The past X-ray irradiation history remains in a solid X-ray detector as a sensitivity change as the above-mentioned false image compensation process was mentioned above, and moreover, the change (sensitivity deterioration) mathematizes the general fact of recovering according to a quiescent period, and is performed by performing the following expression processings in an image processing device. However, many following formulas are approximate expressions in a certain kind of typical flat panel type sensor.

mu, tau, and gamma are the constants resulting from the sensor.

[Formula 1 (the rate of sensitiveness deterioration immediately after the 1st photography: calculation of $Q_{1,post}$)]

$$Q_{1,post} = \text{gamma} - \text{mumu}_1 / (\text{mu nu} + \tau) - (1 - \text{Exp} \{ .1 \text{ and } (\text{mumu}_1 + \tau) t_1 \}) + Q_{1,pre} - \{ .1 \text{ and } (\text{mumu}_1 + \tau) t_1 \}$$

- However, they are a rate of sensitiveness deterioration in front of photography of $Q_{1,pre}=1$ time, the X-ray irradiation time of $t_1=$ the 1st photography, and an exposure dose of $\text{nu}_1=$ the 1st photography.

[Formula 2 (the rate of sensitiveness deterioration in front of the 2nd photography: $Q_{2,pre}$ and sensitivity : calculation of $\eta_{2,pre}$)]

$$Q_{2,pre} = Q_{1,post} \text{ and } \text{Exp} \{ -\tau - T_{1,2} \}$$

Lapsed time to the $\eta_{2,pre}=1-Q_{2,pre}$, however $T_{1,2}=$ photography 1-2 (X ray quiescent period)

[Formula 3 (false image amendment by the 1st taken image of the 2nd taken image)]

$$P_{2,Cal} = P_{2,Org} / \text{st} \text{ and } \text{Exp} \{ -\tau - T_{1,2} \}$$

- However, they are a pixel value after $P_{2,Cal}=$ false image amendment, and a pixel value before $P_{2,Org}=$ false image amendment.

[0040]After [the 1st photography] the above formulas 1-3, degradation of the sensor sensitivity in front of the 2nd photography can be presumed, and the false image in the 2nd photography can be amended using the point estimate. The reliance on [in / in the 1st time of the number of times of photography and the 2nd time / correction calculation] expedient loves, there is, can replace with N-1 and N the number-of-times values 1 and 2 shown with the

number of suffixes of the element in these formulas in a substantial seriography, respectively, and can amend the false image of the 3rd henceforth (the Nth time).

[0041]In this way, in order to perform amendment by the above-mentioned general formula thoroughly, the last irradiation-X-ray distribution must be known thoroughly. If the information about the true value of the sensor pixel which produced saturation or overflow is not restored by above-mentioned Image Processing Division as point **, it is because amendment of this portion cannot be performed but the afterimage elimination amendment as the whole frame image becomes impossible. In this point, it is clear that the image defect of photography can be amended next time using all the picture element data in one frame reproduced precisely which contains the picture element data currently surveyed and the picture element data presumed as a true pixel output like the above in this invention.

[0042]

[Effect of the Invention]As stated above, the apparatus for measurement or radiation of this invention, Without performing expansion of the dynamic range of an A/D-converter input, and the increase in capacity of the capacitor for signal-charge accumulation of each element, by expanding a dynamic range effectively by data processing of a digital conversion signal, although a precise and clear picture is acquired, it can do. It is also clear that the image data compounded with the dynamic range expanded using the device of this invention is saved, and it can use effective in various picture amendments.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1]It is a figure showing the structure of a common X ray flat panel sensor in the picture-element-matrix arrangement and the electric circuit (b) along the section (a) and substrates face for stroke matter.

[Drawing 2]It is a mimetic diagram at the time of photoing a medical-application X-ray picture about the thorax of a human body.

[Drawing 3]It is a diagram showing the equipment configuration for performing roentgenography using the dynamic range expansion principle of this invention.

[Drawing 4]The principle of this invention is used to the pixel which the sensor output overflowed in connection with the X ray pulse sequence (a) and it at the time of performing X ray pulse fluoroscopy, It is a figure showing pixel output waveform (b) which drew the mode which catches the afterglow output and is used for an operation with the pixel which a sensor output did not overflow.

[Drawing 5]It is a conversion table of a true constant region value to the sampling instantaneous value classified by time delay.

[Drawing 6]It is a figure showing the coefficient-time delay curve for calculating the coefficient by which a sampling instantaneous value should be multiplied.

[Drawing 7]It is a flow chart which shows the operating sequence of the X-rays equipment which adopted the dynamic range expansion method of this invention.

[Drawing 8]It is a conversion table for calculating the true value of an overflow area from an afterglow output sampling value using the dynamic range expansion principle of this invention.

[Drawing 9]The principle of this invention is used to the pixel which the sensor output overflowed in connection with the X ray pulse sequence (a) and it at the time of performing X ray pulse fluoroscopy, It is a figure showing pixel output waveform (b) which drew the mode which catches the standup signal and is used for an operation with the pixel which a sensor output did not overflow.

[Drawing 10]The data of the frame image which compounded the true pixel output at the time of overflowing and the pixel output which was not overflowed in the image processing device is saved, When the afterimage of the saved frame image concerned has lapped with the frame image data based on next photography, the step which reduces and amends the afterimage by the saved data concerned is ****ed for every corresponding picture elements.

[Description of Notations]

14 X-ray tube

15 Bed

16 X ray flat panel sensor

17 Data processing means

18 Data collection device

19 Image processing device

20 Monitor

21 Control means

22 High voltage generator

[Translation done.]

* NOTICES *

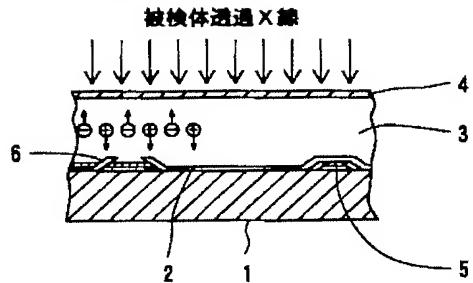
JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. *** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

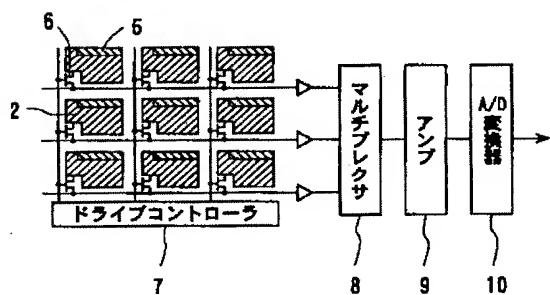
DRAWINGS

[Drawing 1]

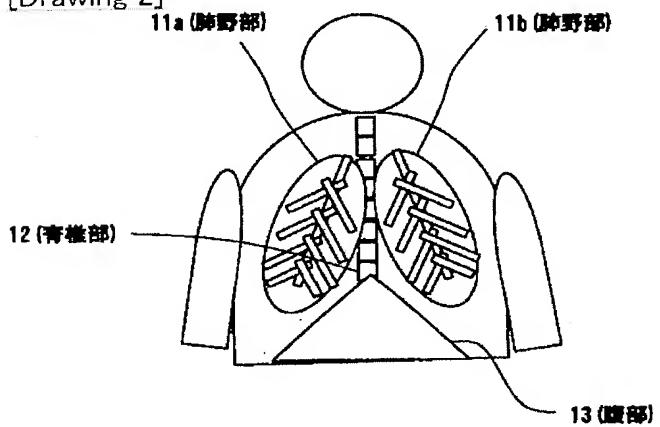
(a)



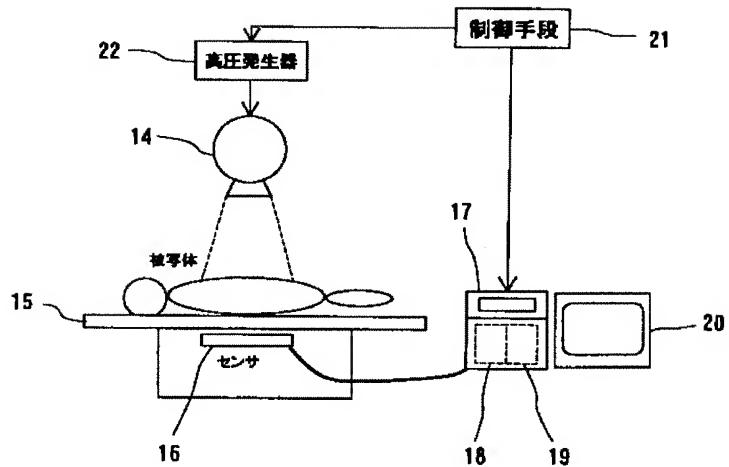
(b)



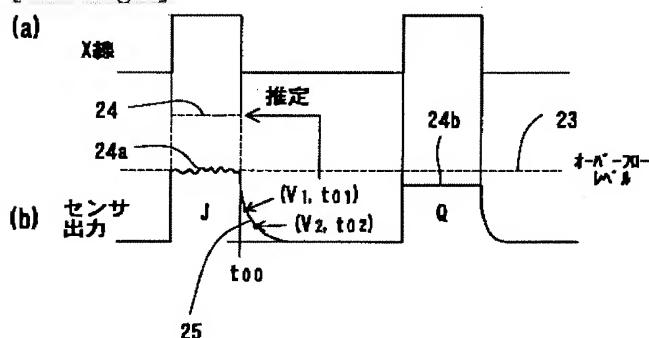
[Drawing 2]



[Drawing 3]



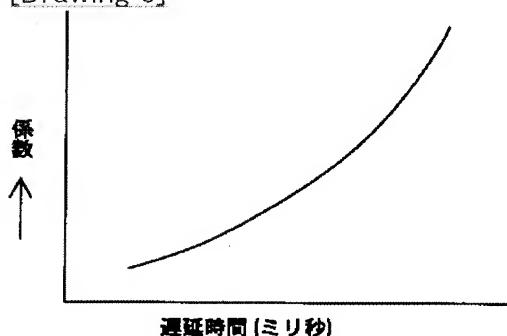
[Drawing 4]



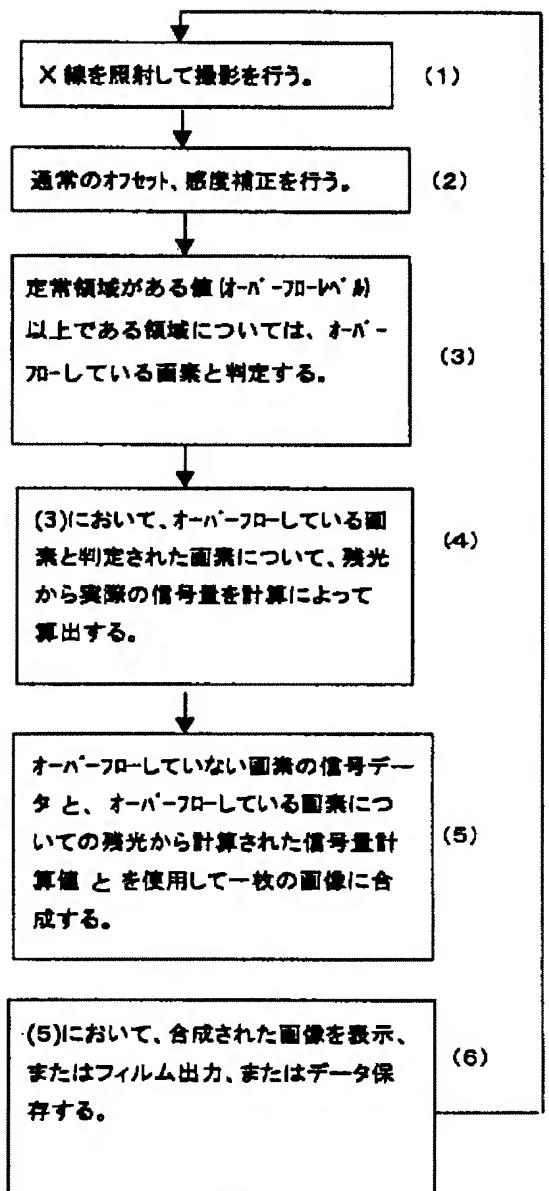
[Drawing 5]

測取値 遮延時間	OOxO	Ooxx	OxOO	OxOx	...
t ₁ 秒	A	B	C	D	...
t ₂ 秒	E	F	G	H	...
:	:	:	:	:	

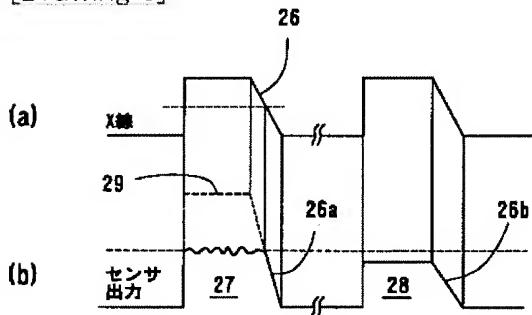
[Drawing 6]



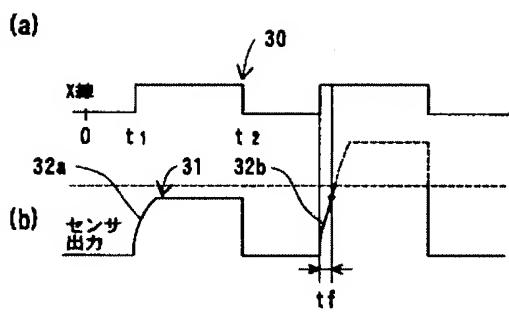
[Drawing 7]



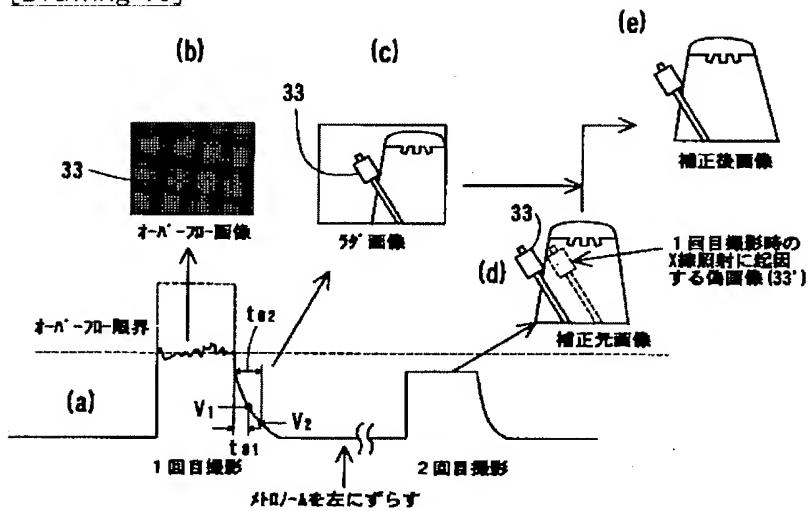
[Drawing 8]



[Drawing 9]



[Drawing 10]



[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-209746

(P2003-209746A)

(43)公開日 平成15年7月25日 (2003.7.25)

(51) Int.Cl.⁷
 H 04 N 5/325
 A 6 1 B 6/00
 G 01 T 1/24
 G 06 T 1/00

識別記号
 3 0 0
 4 0 0
 4 6 0

F I
 A 6 1 B 6/00
 G 01 T 1/24
 G 06 T 1/00

H 04 N 5/32

テ-マコ-ト^{*} (参考)
 3 0 0 S 2 G 0 8 8
 4 C 0 9 3
 4 0 0 B 5 B 0 4 7
 4 6 0 A 5 C 0 2 4

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 頁) 最終頁に統ぐ

(21)出願番号

特願2002-7019(P2002-7019)

(71)出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(22)出願日 平成14年1月16日 (2002.1.16)

(72)発明者 堀 直行

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

株式会社島津製作所内

(74)代理人 100068032

弁理士 武石 靖彦 (外2名)

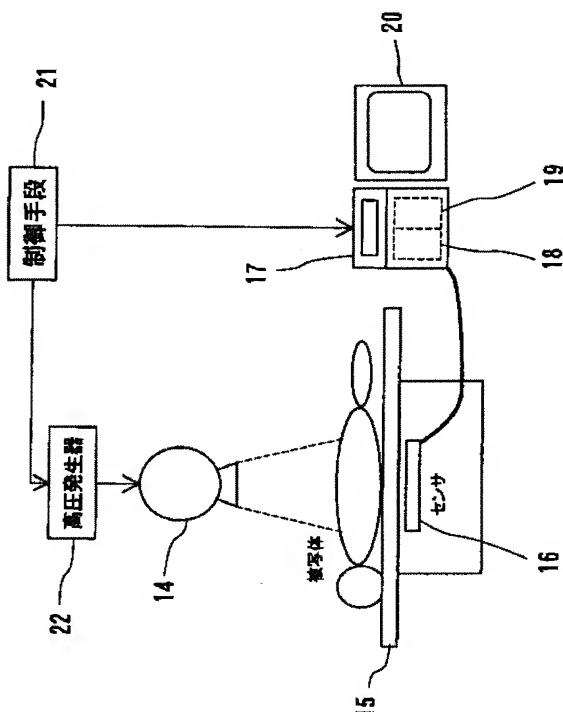
最終頁に統ぐ

(54)【発明の名称】 放射線撮影装置

(57)【要約】

【課題】 放射線測定装置において、デジタル変換信号の演算処理によりダイナミックレンジを効果的に拡大しようとする。

【解決手段】 1次元、又は2次元放射線検出画素マトリクスを有するフラットパネルセンサ16を用いた放射線撮影装置において、各画素に対応するセンサ出力を取り出すためのデータ収集装置18と、前記取り出されたセンサ出力が飽和又はオーバーフローしていない状態では、その定常領域の出力を用い、飽和又はオーバーフローしているときは、その飽和又はオーバーフローが生ずる前後のセンサ出力の立ち上がり又は減衰領域の信号から当該飽和又はオーバーフロー領域における推定出力を算出し、これらの定常出力と推定出力を合成して画像データを作成するための画像処理装置19を備えたものである。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 1次元、又は2次元放射線検出画素マトリクスを有するフラットパネルセンサを用いた放射線撮影装置において、各画素に対応するセンサ出力を取り出すためのデータ収集装置と、前記取り出されたセンサ出力が飽和又はオーバフローしていない状態では、その定常領域の出力信号を用い、飽和又はオーバフローしているときは、その飽和又はオーバフロー前後におけるセンサ出力の立ち上がり又は減衰領域の信号から当該飽和又はオーバフローした領域における真の出力信号の値を推定し、これらの定常出力信号と推定出力信号とを合成して画像データを作成するための画像処理装置を備えたことを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項2】 前記データ収集装置が、前記センサ出力の立ち上がり信号として、その立ち上がり開始時から飽和又はオーバフローする直前までの少なくとも一の特定時点における瞬時値を収集するものであることを特徴とする請求項1記載の装置。

【請求項3】 前記データ収集装置が、前記センサ出力の減衰領域の信号として、前記飽和又はオーバフローが終わった直後から、出力ゼロとなるまでの少なくとも一の特定時点における瞬時値を収集するものであることを特徴とする請求項1記載の装置。

【請求項4】 前記画像処理装置が、前記特定時点における瞬時値に、立ち上がり又は減衰開始時からの経過時間の関数として定まる所定の係数を掛けることにより、当該飽和又はオーバフロー領域における真の出力信号の値を推定するものであることを特徴とする請求項2又は3記載の装置。

【請求項5】 前記画像処理装置が、前記センサ出力の飽和又はオーバフローが生じた画素における当該領域の前記推定出力信号を、当該領域において出力された疑似信号と置換することにより、真の画素出力として用い、飽和又はオーバフローしていない画素における定常領域の出力信号と合成してフレーム画像を作成するものであることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項記載の装置。

【請求項6】 前記画像処理装置が、前記定常出力信号と推定出力信号とを合成して得られた画像データを用いて、別途撮影された画像を補正する画像処理を行うものであることを特徴とする請求項1～5のいずれか1項記載の装置。

【請求項7】 別途撮影された画像が、前回撮影画像の残像を含むときは、対応画素ごとに、前回撮影において合成して得られた画像データを用いて、その残像を減殺する補正を行うものであることを特徴とする請求項6記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、医用又は工業用放

10

射線撮影装置に関し、より特定すればフラットパネルセンサを用いたX線撮影装置において、ダイナミックレンジを拡大する方法及び装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 近年、X線撮影装置の検出手段として、入射X線を直接電子データに変換するフラットパネルセンサ（以下「センサ」と略す）が注目され、普及しつつある。しかし、センサのX線検知範囲（ダイナミックレンジ）はさほど広くないにも関わらず、被検体を透過してセンサに達するX線量が、撮像部位を特定するためのいわゆる「透視撮影」における比較的弱いX線照射と、その後の「通常撮影」における通常強度のX線照射による場合とでは大きく異なり、更に通常撮影の場合には被検体の部位に応じて大きく異なることになる。

【0003】 そこで、センサが有意なX線量を全て出力に変えるために、比較的X線量が少ない範囲に設定する場合、その設定検知範囲を上回るX線量は、出力が飽和又はオーバーフロー状態となって、特定できなくなる。また、比較的高いX線量の範囲を検出しても、センサ出力及び增幅系の直線性が悪いことと相まって、デジタル化した画像信号のダイナミックレンジが狭くなり、正確なX線撮影画像が得られなくなる。

【0004】 従って、放射線、特にX線撮影のダイナミックレンジを拡大しようとする従来の試みにおいて、例えば、センサ出力の増幅値のダイナミックレンジの拡大を意図する場合には、A/D変換器のアナログ入力範囲（ダイナミックレンジ）を拡大するが、原始アナログ信号としてのセンサ出力自体のダイナミックレンジを拡大するためには、例えば、TFT素子を用いたX線フラットパネルセンサでは、各素子（画素）の信号電荷蓄積用コンデンサの容量を大きくすることが行われる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 ここで一般的なX線フラットパネルセンサの構造を図1により概観し、上記のダイナミックレンジ拡大の意義を検討する。まず、図1(a)に示す一画素分の断面において、センサは、ガラス基板1と、その基板1に被着された電荷収集電極2と、アモルファス・セレン膜又はCd(Zn)Te膜からなる光導電体膜3と、表面電極4とからなる成層構造を有し、基板1と電荷収集電極2との間には局部的にコンデンサ5及びTFTトランジスタ6が形成されている。このセンサ構造の表面電極4に、被検体を透過したX線が入射すると、光導電体膜3から光電子が励起されて正バイアスされた表面電極4に向かうとともに、正孔が電荷収集電極2に向かい、コンデンサ5に蓄えられる。

【0006】 蓄えられた電荷は、画素マトリクス配置及び電気回路図(b)に示す通り、センサ中に組み込まれたドライブコントローラ7から逐次発せられるゲート付勢信号を受けてコンデンサ5の蓄積電荷を、TFTトラ

20

20

30

30

40

50

ンジスタ6のソースから取り出し、これをマルチプレクサ8で時系列信号として合成し、更にアンプ9で増幅してからA/D変換器10に供給し、このA/D変換データをセンサ外のデータ収集及び画像処理装置に送出するようになっている。

【0007】上記のようなセンサ構造において、A/D変換されるまでのダイナミックレンジを拡大しようとすることは、各素子のサイズを大きく、また高価にすることになる。特に、画素サイズが平面的に大きくなることは撮影画像の分解能の低下を意味する。また、各素子の信号電荷蓄積用のコンデンサの容量を大きくする方法では、静電的ノイズの捕捉等、容量増加に伴うノイズ成分が増加するという欠点がある。

【0008】そのため、結局は従来の狭いダイナミックレンジのままで医療用X線画像を撮影する場合、例えば、図2の模式図で示す人体の胸部について見ると、肺野部11a、11bはX線が通過しやすくて信号量が大きく、オーバーフローしやすい部位であるが、脊椎部12や、腹部13はX線が通過しにくく信号量が少ないため、オーバーフローしにくい部位であるといえる。しかし、脊椎部12や、腹部13において信号量が少ないとということは、S/N比が小さいことを意味し、従って診断がむずかしい領域となる。

【0009】そこで、肺野診断用画像を目的として撮影しようとすると、肺野部がオーバーフローしないX線条件やアンプゲインなどを設定しなければならない。このような方法で撮影された画像は、当然ながら肺野部の診断には適するが、一緒に撮影された腹部や脊椎部については、十分な信号量が入っておらず、それらの部位の診断に用いることはできなくなる。

【0010】一方、腹部や脊椎部の診断用画像を撮影しようとすると、逆にこれらの部位に適したX線条件やアンプゲインなどを設定しなければならず、今度は一緒に撮影された肺野部がオーバーフローし、この肺野部までは診断できないという欠点を有することになる。

【0011】従って、本発明の目的は放射線測定装置において、上記のような問題点を有するA/D変換器入力のダイナミックレンジの拡大や、各素子の信号電荷蓄積用コンデンサの容量増加を行うことなく、デジタル変換信号の演算処理によりダイナミックレンジを効果的に拡大しようとするものである。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明は、1次元、又は2次元放射線検出画素マトリクスを有するフラットパネルセンサを用いた放射線撮影装置において、各画素に対応するセンサ出力を取り出すためのデータ収集装置と、前記取り出されたセンサ出力が飽和又はオーバーフローしていない状態では、その定常領域の出力信号を用い、飽和又はオーバーフローしているときは、その飽和又はオーバーフロー前後におけるセン

サ出力の立ち上がり又は減衰領域の信号から当該飽和又はオーバーフローした領域における真の出力信号の値を推定し、これらの定常出力信号と推定出力信号とを合成して画像データを作成するための画像処理装置を備えた放射線撮影装置を構成したものである。

【0013】本発明の一実施形態において、前記データ収集装置は、前記センサ出力の立ち上がり信号として、その立ち上がり開始時から飽和又はオーバーフローする直前までの少なくとも一の特定時点における瞬時値を収集するものである。

【0014】本発明の別の実施形態において、前記データ収集装置は、前記センサ出力の減衰領域の信号として、前記飽和又はオーバーフローが終った直後から、出力ゼロとなるまでの少なくとも一の特定時点における瞬時値を収集するものである。

【0015】本発明の更に別の実施態様において、前記画像処理装置は、前記特定時点における瞬時値に、立ち上がり又は減衰開始時からの経過時間の関数として定まる所定の係数を掛けることにより、当該飽和又はオーバーフロー領域における真の出力信号の値を推定するものである。

【0016】本発明の更に別の実施態様において、前記画像処理装置は、前記センサ出力の飽和又はオーバーフローが生じた画素における当該領域の前記推定出力信号を、当該領域において出力された疑似信号と置換することにより、真の画素出力として用い、飽和又はオーバーフローしていない画素における定常領域の出力信号と合成してフレーム画像を作成する。

【0017】上記した本発明の構成によれば、センサ出力が飽和又はオーバーフローしていない状態では、その定常領域の出力を用い、飽和又はオーバーフローしているときは、その飽和又はオーバーフローが生ずる前後のセンサ出力の立ち上がり又は減衰領域の信号から当該飽和又はオーバーフロー領域における推定出力を算出し、これらの定常出力と推定出力を合成して画像信号を作成するものであるため、従来は捨象されていたセンサ画素出力の飽和又はオーバーフロー領域までも有意義なデータをが得られ、その分だけダイナミックレンジが実質的に拡大する。

【0018】また、本発明の更なる応用形態では、前記の如く、実測できた画素データと真の画素出力として推定された画素データとを合成して、精密に再現された1フレーム内の全画素データを用いて、別途撮影された画像を補正するための画像処理を行うことができる。例えば

(1) 過去のX線照射履歴によるセンサ感度の劣化を推定し、偽画像(残像)を補正すること、(2) DSA(Digital Subtraction Angiography:血管造影画像のバックグラウンド消去処理)、(3) エネルギーサブトラクションによる画像処理、等である。

【0019】上記(1)に関し、フレーム画像における前回残像のダブリは、センサへのX線照射強度に応じたセンサ画素の残留電荷分布に基づく感度劣化によるものであり、この補正を行うためには前回の照射X線分布が完全に分かっていかなければならない。もし、飽和又はオーバーフローを生じたセンサ画素の、真の値に関する情報が上述の画像処理により復元されなければ、この部分の補正は行えず、フレーム画像全体としての残像消去補正は不可能となる。また上記(2)、(3)の画像処理においても、2枚の画像の差分をとて新しい画像を作成するものであるが、1枚の画像でも相当数の画素がオーバーフローを起こすと、それらの真画素値を推定した上で合成されたものでなければ、期待する処理画像が得られないことは明らかである。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を説明する。図3において、14はX線管、15は寝台、16は寝台下部に装備されたX線フラットパネルセンサ(以下「センサ」と略称する)であり、このセンサ16は寝台15上の被写体を透過したX線を検知し、増幅及びA/D変換されたデジタル出力を発生するものである。センサ16からのデジタル出力は画像信号としてデータ処理手段17中のデータ収集装置18に供給され、収集された画像信号は画像処理装置19により、前述の飽和又はオーバーフロー領域における推定出力の算出と、その算出出力と定常出力との合成による画像データの作成に供される。画像処理装置16はまた常套的に、画像データのオフセット補正、感度補正及びその他の画像補正を行い、これによって得られた画像はモニタ20により表示される。

【0021】X線の発生と、そのセンサ16からの読み出し、及びデータ処理手段17の動作は一定の関連を有するため、これらの動作は制御手段21により統括的に制御される。従って、X線管14は制御手段21により制御される高圧発生器22からの高電圧により付勢されるようになっている。

【0022】

【実施例】次に、図4を参照して、上記のシステム構成により、センサ出力のオーバーフロー領域の値を推定するために、同領域直後にセンサから出る残光出力を用いて演算する実施例を説明する。ここに、図4(a)は撮影位置を特定するために、例えば、2~3秒周期で30フレーム(30パルス)の撮影を行うX線パルス透視において、印加される矩形状のX線付勢電圧パルス、又はこれに理想的に追随するX線パルス波形を示している。

【0023】図4(b)は、図4(a)に示した2個のX線パルス中、最初のパルス照射を受けたセンサ画素マトリクスのうち、例えば、人体肺野部に対応する画素Jのセンサ出力がオーバーフローレベル23をオーバーフローし、2個目のX線パルス照射を受けたセンサ画素マ

トリクスのうち、脊椎部又は腹部などに対応する画素Qのセンサ出力がオーバーフローしなかったものとして示している。オーバーフロー画素Jのセンサ出力は、真の定常領域(平坦ピーク部)24の大きさに応じた勾配形状を持つ残光領域の信号25を有するが、オーバーフローレベル部での疑似信号24aは有意な情報と言えず、画像データとしては採用できない。

【0024】信号がオーバーフローしたか否かは、フレーム画像として配列した場合に、連続エリアを形成すべきセンサからの読み出し画素信号群の殆どが、この疑似信号24aのようなオーバーフローレベル付近の信号を出している場合に、この群内の画素信号を、オーバーフロー信号として処理する。また、この場合は2個目のX線パルス照射における画素Qの如く、オーバーフローしなかったセンサ出力は、オーバーフローレベル23以下である定常領域(平坦ピーク部)24bの信号を画像データとしてそのまま採用される。

【0025】オーバーフローした画素Jにおけるオーバーフローレベル部での疑似信号24aは、当然ながら有意な情報と言えず、画像データとしては採用できない。

しかしながら、これに続く残光領域の信号25の勾配形状は、オーバーフロー域(疑似信号24a)の時間幅とともに、真の定常領域(平坦ピーク部)24の大きさと相関関係を有する。付言すれば、センサの残光出力は、真の定常領域よりはるかに小さいためオーバーフローすることなく測定され、残光そのものの大きさを正確に示している。従って、その測定値はその残光をもたらす前提となった真の定常領域の大きさに関する有意な情報として用いられることは明らかである。

【0026】更に、オーバーフロー域の時間幅は、X線照射条件によって概ね定まり、残光領域信号25の勾配形状とも関連するために定数的に扱っても差し支えなく、オーバーフロー領域の画像データの演算は、実質上、残光領域信号25の値のみを変数として行うことができる。また、信号の残光領域と定常領域との相関は、事前の測定、解析によって確立された換算方式より求められる。図4(b)のオーバーフロー画素Jを参照して、残光領域信号25の勾配からは、オーバーフロー(疑似信号24a)の終了時点t00からt01ミリ秒経過後の勾配点の値V1、t02ミリ秒経過後の勾配点の値V2、…という具合に少なくとも1個、好ましくは2個以上の瞬時値が採取され、真の定常領域値の換算に用いられる。

【0027】画像処理装置には、例えば、図5に示した遅延時間(すなわち、オーバーフローした定常領域終了後の経過時間)別抜き取り瞬時値に対する真の定常領域値の換算テーブルが記憶され、前述した残光部からの2個以上の抜き取り瞬時値のうち大きい方の値をそのテーブルと照合し、対応する換算値(A, B, C, …)をもって真の定常領域値として出力する処理を行う。従つ

て、採用される瞬時値は、図4に示したV1、V2のうちではV1(>V2)である。但し、最初の抜き取り値V1がオーバーフローした値であって、次の抜き取り値V2がオーバーフローしていなければ、更に続くであろうV3、V4・・よりも当然に大きいことを条件として、このV2が採用される。

【0028】別の換算方式としては、図6に示すような係数一遅延時間曲線から、瞬時値を測定した遅延時間t₀₁、t₀₂、・・における係数C(t)を求め、これをオーバーフローしていない瞬時値のうち大きい方の値(図4では、V1)に掛け、この結果を真の値として採用する。この係数C(t)は、上述したテーブルから算定した係数グラフであり、例えば、二次式によって近似することができる。逆に、図5のテーブルは、実験結果の統計的処理により、時間の関数として得られた係数を、抜き取り瞬時値に掛けて真の値(と推定される値)を算出し、その値を一覧表示することによっても作成される。

【0029】以上のごとくして、X線撮影のセンサ出力のオーバーフローしなかった領域と、演算により求められたオーバーフロー領域の各画像データとを合成し、好みしくは更にフィルター処理を行って1枚のX線撮影画像を得ることができる。また、この合成画像(1フレーム)は1回の撮影で得られ、しかも1枚で、撮影された部位のすべてを医学的診断に用いることができる。

【0030】図7は、上記原理によるダイナミックレンジ拡大方式を採用したX線撮影装置(図3)の動作シーケンスを示している。先ずステップ(1)ではX線管14よりX線を照射して被検体の撮影を行う。次のステップ(2)では、データ処理手段17及びモニタ20によるX線検出レベルについて、通常の定常領域に関するオフセット調整と、感度補正を行い、ステップ(3)では、X線検出信号の定常領域がある値(オーバーフローレベル23)以上である画素については、オーバーフローした画素と判定する。

【0031】ステップ(4)では、ステップ(3)で判断したオーバーフロー画素について、その残光信号等から、実際にオーバーフローした領域の信号量を計算によって推定する。次のステップ(5)では、オーバーフローしていない画素の信号データと、オーバーフローした画素の残光データから計算された推定演算値とを合成して1枚の画像を作成し、ステップ(6)において、この合成画像を表示、またはフィルム出力とし、あるいは画像データとして保存する。

【0032】以上、実施例の説明ではセンサの残光出力を用いてオーバーフロー画素の定常領域値となるべき推定値を演算したが、本発明はオーバーフロー又は飽和領域直後の減衰(立ち下がり)領域のデータとして、この残光出力の他、パルス照射されるX線自体の減衰領域を用いて、同様な推定演算を行うことも意図している。図

8(a)は、例えばパルス透視の場合のX線パルス自体に、意図的に立ち下がり(減衰領域)26を形成した場合のX線波形図であり、図8(b)は、それ自体では残光出力(減衰領域)を殆ど発しないようなセンサからの出力矩形波が、X線パルスの立ち下がりに伴って減衰する状態を示している。(もっとも、残光かX線の減衰かを区別することに格別の意義がある訳ではなく、それが減衰領域信号として顕著に把握できる信号であれば、演算に用いることができる。)

10 【0033】図8(b)において、オーバーフローを生じた画素出力27の減衰領域26aと、オーバーフローが生じなかつた画素出力28の減衰領域26bとを比較して明らかな通り、減衰領域26aはオーバーフローした真の定常領域値29の大きさに応じて急角度となる勾配をもち、前述の通りにして真の定常領域値29の推定に用いることができる。

【0034】同様の演算は、センサ出力のオーバーフロー又は飽和領域直前の立ち上がり信号についても行うことができる。各画素のTFTの読み出し速度を如何に高速にしても、微視的には必ずゼロからの立ち上がり曲線が存在し、またX線パルスにおいても意図的に立ち上がりを形成することができる。図9(a)は、例えば、第1回目パルスで始点t₁及び終点t₂を有する実質的な矩形波状のX線パルスを示し、図9(b)は、そのX線パルスを受けた画素出力であって、オーバーフローしなかつたものと、オーバーフローしたものとを示している。

【0035】図9(b)において、これらの画素出力はセンサ機能に基づいて、それぞれ、立ち上がり32aと32bとを有し、後者の立ち上がり32bはオーバーフローした真の定常領域値の大きさに応じて急となる勾配をもち、立ち上がり開始時からの任意の経過時間t_fにおける瞬時値を用いて、真の定常領域値を推定できることは、減衰領域を用いる場合と同じである。

【0036】本発明の更なる実施形態によれば、前記の如く真の画素出力として推定された画素データを含むように、精密に合成・再現された1フレーム内の全画素データを用いて、別途撮影した画像を補正するための画像処理を行う。例えば、(1)過去のX線照射履歴によるセンサ感度の劣化を推定し、偽画像(残像)を補正すること、(2)DSA(Digital Subtraction Angiography:血管造影画像のバックグラウンド消去処理)、(3)エネルギーサブトラクションによる画像補正、等である。

【0037】図10は、上記(1)に関して、撮影されたフレーム画像データに、前回撮影によるフレーム画像の残像が重なっているときに、対応画素ごとに、当該保存されたデータでその残像を減殺・補正するステップを、略示するものである。(a)は、1回目撮影においてオーバーフローを生じたセンサ画素の出力波形であ

り、そのままでは、例えば実験用の被写体（メトロノーム）の振り子33が辛うじて分かる程度の生画像（b）しか得られない。

【0038】そこで、本発明のオーバーフロー処理を用いてフレーム画像（c）を復元（合成）し、そのフレーム画像のデータを保存するとともに、メトロノームの位置を図の左側にずらせて次回の撮影（ここではオーバーフローが生じないように調整された）を行う。この次回撮影によるフレーム画像（d）のデータには、当該保存されたフレーム画像の残像（メトロノームの振り子）33'が偽画像として重なっており、対応画素ごとに当該保存されたデータでその残像を減殺すると、補正後画像（e）として、次回撮影の被写体画像を正確に復元したものを得ることができる。

【0039】上記の偽画像補正処理は、前述したとおり固体X線検出器には過去のX線照射履歴が感度変動として残り、しかもその変動（感度劣化）は休止時間に応じて回復するという一般的な事実を数式化し、画像処理装置において次のような数式的処理を行うことにより実行される。但し、次の諸式は、ある種の典型的なフラットパネル型センサにおける近似式であり、 μ 、 τ 、及び γ はそのセンサに起因する定数である。

【式1】（1回目の撮影直後の感度劣化率： $Q_{1,\text{post}}$ の計算）

$$Q_{1,\text{post}} = \gamma \cdot \mu \nu_1 / (\mu \nu_1 + \tau) \cdot (1 - E \times p \{ .1 \cdot (\mu \nu_1 + \tau) t_1 \} + Q_{1,\text{pre}} \cdot \{ .1 \cdot (\mu \nu_1 + \tau) t_1 \})$$

・但し $Q_{1,\text{pre}}$ = 1回目の撮影直前の感度劣化率、 t_1 = 1回目撮影のX線照射時間、 ν_1 = 1回目撮影の照射線量である。

【式2】（2回目の撮影直前の感度劣化率： $Q_{2,\text{pre}}$ 及び感度： $\eta_{2,\text{pre}}$ の計算）

$$Q_{2,\text{pre}} = Q_{1,\text{post}} \cdot E \times p \{ -\tau \cdot T_{1,2} \}$$

$$\eta_{2,\text{pre}} = 1 - Q_{2,\text{pre}}$$

・但し $T_{1,2}$ = 撮影1～2までの経過時間（X線休止時間）

【式3】（2回目撮影画像の、1回目撮影画像による偽画像補正）

$$P_{2,\text{Cal}} = P_{2,0\text{rg}} / s_t \cdot E \times p \{ -\tau \cdot T_{1,2} \}$$

・但し $P_{2,\text{Cal}}$ = 偽画像補正後の画素値、 $P_{2,0\text{rg}}$ = 偽画像補正前の画素値である。

【0040】以上の式1～3より、1回目撮影後において2回目撮影直前のセンサ感度の劣化を推定し、その推定値を用いて2回目撮影での偽画像の補正を行うことができる。撮影回数の1回目、2回目とは補正計算における便宜上のあてはめであり、実質的な連続撮影においては、これらの式中要素のサフィックス数で示した回数値1及び2を、それぞれN-1及びNと置き換えて3回目以降（N回目）の偽画像の補正を行うことができる。

【0041】かくして、上記の一般式による補正を完全

に行うためには、前回の照射X線分布が完全に分かつていなければならない。先述の通り、もし飽和又はオーバーフローを生じたセンサ画素の、真の値に関する情報が上述の画像処理により復元されなければ、この部分の補正是行えず、フレーム画像全体としての残像消去補正是不可能となるからである。この点において、本発明では、実測できた画素データと、前記の如く真の画素出力として推定された画素データを含む、精密に再現された1フレーム内の全画素データを用いて、次回撮影の画像欠陥を補正しうることが明らかである。

【0042】

【発明の効果】以上述べたように、本発明の放射線測定装置は、A/D変換器入力のダイナミックレンジの拡大や、各素子の信号電荷蓄積用コンデンサの容量増加を行うことなく、デジタル変換信号の演算処理によりダイナミックレンジを効果的に拡大することにより、精密且つ明確な画像を得るができる。また、本発明の装置を用いて拡大されたダイナミックレンジにより合成した画像データを保存し、種々の画像補正に有効に用いうることも明らかである。

【図面の簡単な説明】

【図1】一般的なX線フラットパネルセンサの構造を、一画素分の断面（a）及び基板面に沿った画素マトリクス配置及び電気回路（b）において示す図である。

【図2】人体の胸部について医療用X線画像を撮影した場合の模式図である。

【図3】本発明のダイナミックレンジ拡大原理を利用してX線撮影を行うための装置構成を示す線図である。

【図4】X線パルス透視を行う際の、X線パルス列

30 (a) と、それに伴ってセンサ出力がオーバーフローした画素に対し本発明の原理を利用して、その残光出力を捕捉し演算に用いる様子を、センサ出力がオーバーフローしなかった画素とともに描いた画素出力波形（b）を示す図である。

【図5】遅延時間別抜き取り瞬時値に対する真の定常領域値の換算テーブルである。

【図6】抜き取り瞬時値に掛けるべき係数を求めるための係数-遅延時間曲線を示す図である。

【図7】本発明のダイナミックレンジ拡大方式を採用したX線撮影装置の動作シーケンスを示すフローチャートである。

【図8】本発明のダイナミックレンジ拡大原理を利用して残光出力抜き取り値から、オーバーフロー領域の真の値を求めるための換算テーブルである。

【図9】X線パルス透視を行う際の、X線パルス列

(a) と、それに伴ってセンサ出力がオーバーフローした画素に対し本発明の原理を利用して、その立ち上がり信号を捕捉し演算に用いる様子を、センサ出力がオーバーフローしなかった画素とともに描いた画素出力波形

50 (b) を示す図である。

【図10】画像処理装置において、オーバーフローした場合の真の画素出力とオーバーフローしなかった画素出力とを合成したフレーム画像のデータを保存し、次回の撮影によるフレーム画像データに、当該保存されたフレーム画像の残像が重なっているときに、対応画素ごとに、当該保存されたデータでその残像を減殺・補正するステップを略示するものである。

【符号の説明】

1 4 X線管

* 1 5 寝台

1 6 X線フラットパネルセンサ

1 7 データ処理手段

1 8 データ収集装置

1 9 画像処理装置

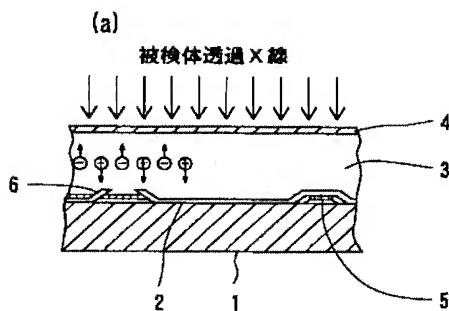
2 0 モニタ

2 1 制御手段

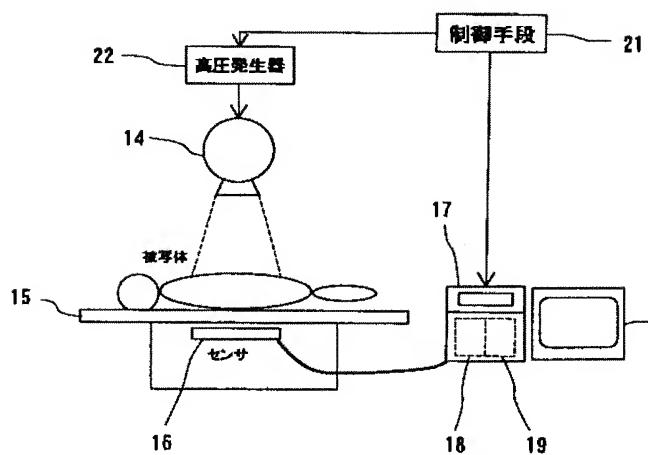
2 2 高圧発生器

*

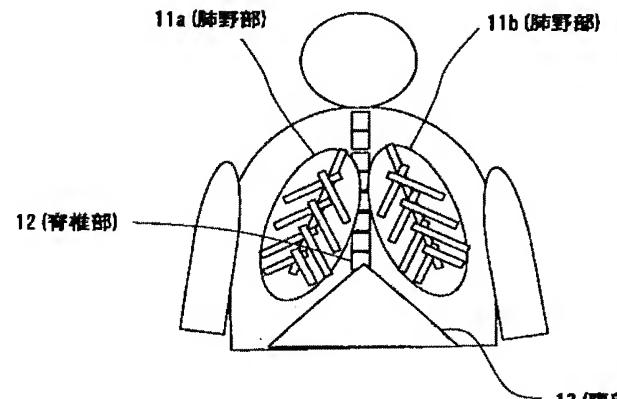
【図1】



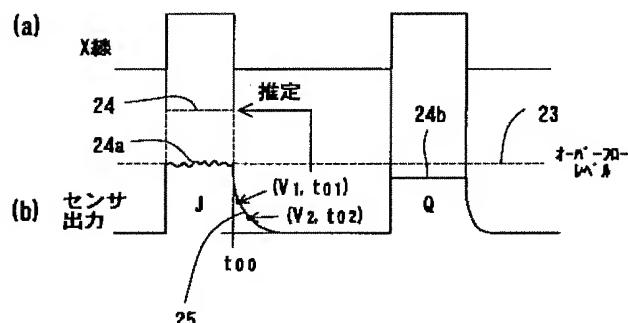
【図3】



【図2】



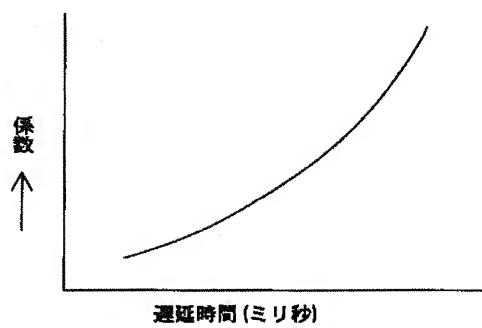
【図4】



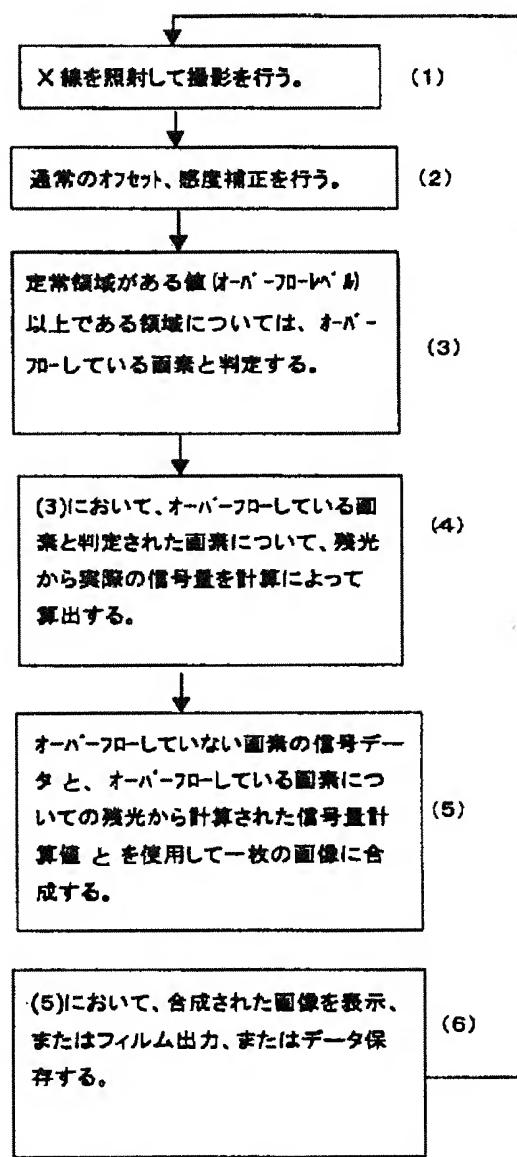
【図5】

採取時間	○○×○	○○××	○×○○	○×○×	...
t ₁ 秒	A	B	C	D	...
t ₂ 秒	E	F	G	H	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

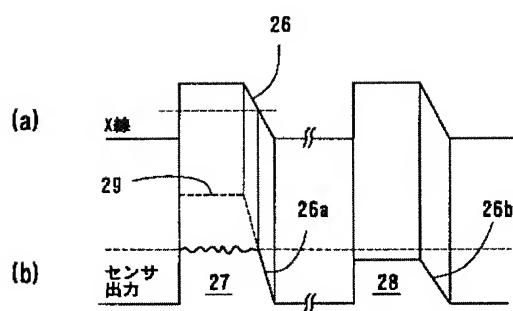
【図6】



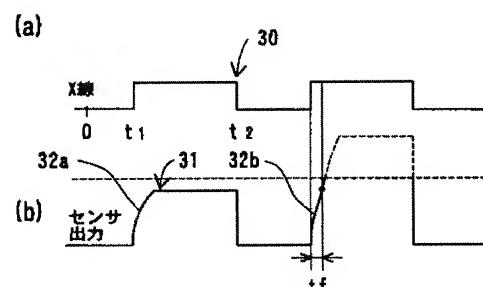
【図7】



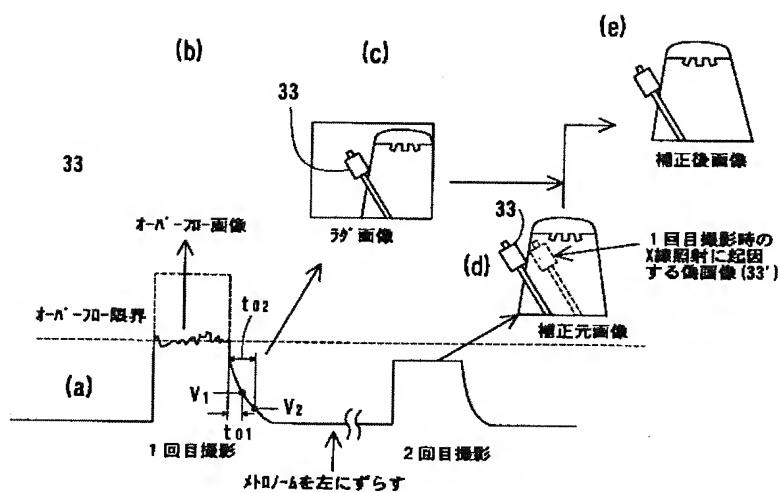
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷

H 04 N 5/32

識別記号

F I

A 61 B 6/00

テーマコード(参考)

350M

Fターム(参考) 2G088 EE01 FF02 GG21 JJ04 JJ05
 KK31
 4C093 AA01 AA07 AA16 CA06 CA13
 EB12 EB13 EB17 FA29 FA45
 FC17 FC18 FC19 FD07 FD08
 FD09 FF09 FF33
 5B047 AA17 AB02 BA02 BB04 BC11
 BC14 CB22 DA10 DC09
 5C024 AX11 AX16 CX43 GX02 HX14
 HX28 HX29